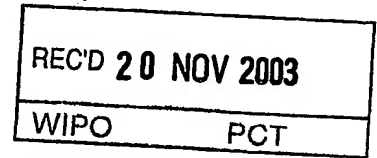


证 明



本证明之附件是向本局提交的下列专利申请副本

申 请 日： 2002 11 04

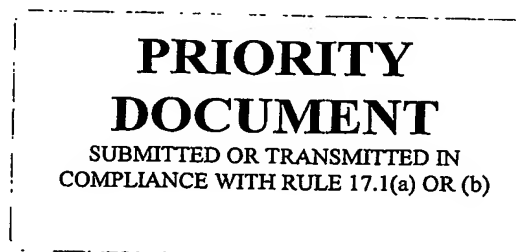
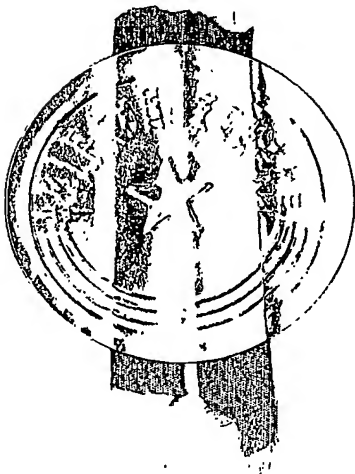
申 请 号： 02 1 46704.8

申 请 类 别： 发明

发明创造名称： 复合光谱测量方法及其光谱检测仪器

申 请 人： 天津市先石光学技术有限公司

发明人或设计人： 徐可欣； 马艺闻； 王任大



中华人民共和国
国家知识产权局局长

王 景 川

2003 年 10 月 8 日

权 利 要 求 书

1. 一种复合光谱测量方法，他是由入射单元、探测头、接收单元及数据处理单元实现的；其特征是：

入射单元中的入射光源为复合光源，是由连续光源和分立光源组成；即连续光源与至少一个的单波长光源组成；或是由连续光源与不同特性的连续光源组成；

探测头可以采用连续光源和分立光源位于同一位置入射和接收，并根据光源各自的光强而决定光程的布局方式，也可以采用连续光源和分立光源位于不同位置入射和接收，并根据光源的光强而决定光程的布局方式；

光谱复合方法在接收单元中实现，包括连续光谱和分立光谱重叠叠加和不重叠叠加；

在数据处理单元中，对经接收单元获得的复合光谱通过数学模型进行分析计算，从而得出某种待测成分如血糖的浓度。

2. 如权利要求 1 所述的一种复合光谱测量方法，其特征是所述的连续光源为声光可调滤光器近红外光谱仪器；分立光源可以采用发光二极管 LED、或二极管激光器 LD、以及可调半导体激光器等，优选采用一个或数个二极管激光器 LD 作为分立光源；连续光源由 AOTF 选择分光，分立光源 LD 由 AOTF 选择分光或通过空间斩波器控制，其中连续光源的波长范围可以为 $0.8 \sim 2.5 \mu\text{m}$ 内任意波段的光谱，分立光源波长可以选为连续光源波长范围内或连续光源波长范围以外的若干特性波长。
3. 如权利要求 1 所述的一种复合光谱测量方法，其特征是复合光源的切换，可以采用由 AOTF 控制或不由 AOTF 控制的光路切换或是电路切换，其中光路切换可以选用电信号控制电子快门实现光路的切换；电路切换可以选用空间斩波器实现切换或者采用计算机选择控制切换。
4. 如权利要求 1 所述的一种复合光谱测量方法，其特征是光谱复合方法在采样时序的控制为：一种是连续光谱和分立光谱分别独立进行测量，即先测量连续光谱，再测量分立光谱，或先测量分立光谱再

测量连续光谱；一种是连续光谱和分立光谱交叉进行测量，即连续光谱和分立光谱按照光谱波长的排序交叉进行测量。

5. 如权利要求 1 或 4 所述的任意一种复合光谱测量方法，其特征是连续光源和分立光源都经过 AOTF 分光；在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始特殊的工作状态，使组合光谱同时叠加通过，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的不同放大倍数的光电转换及其处理电路 13、14、18，之后再恢复 AOTF 的正常工作状态。
6. 如权利要求 1 或 4 所述的任意一种复合光谱测量方法，其特征是连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达测头，在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始特殊的工作状态，使组合光谱同时叠加通过，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的不同放大倍数的光电转换及其处理电路 13、14、18，之后再恢复 AOTF 的正常工作状态。
7. 如权利要求 1 或 4 所述的任意一种复合光谱测量方法，其特征是连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达测头，在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始，使组合光谱中的分立光谱通过，阻断连续光谱通过，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的不同放大倍数的光电转换及其处理电路 13、14、18，之后再恢复 AOTF 的正常工作状态。
8. 如权利要求 1 或 4 所述的任意一种复合光谱测量方法，其特征是连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达测头，在每个测量周期内，AOTF 控制的连选光源首先开始工作，在其结束一个周期的工作时，由 D/A 转换卡控制每个分立光源开始工作，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的不同放大倍数的光电转换及其处理电路 13、14、18。
9. 一种如权利要求 1 所述的复合光谱测量方法的光谱检测仪器，无创检测仪器装置由入射单元(1a)、探测头(1)、接收单元(1b)三个模块组成；

其特征是：

无创测定仪探测头(1)的入射光路由连续光源入射光纤(2)和分立光源入射光纤(6)组成，选用 AOTF 晶体(4)进行分光处理，分立光源(9)可以选用一个或几个波长的 LD 作为分立光源，并选用会聚透镜组实现 LD 和分立光源传输光纤(6)的耦合，同时设置了由空间斩波器(7a)控制 LD 选通挡板(7)作为 LD 光路的选通开关；无创测定仪探测头(1)的接收光路由接收光纤分别与不同放大倍数的光电转换及其处理电路(13)、及(14)相连，之后控制器(12)是以微机选择不同放大倍数的光电转换及其处理电路(13)、(14)中相应通道的输出信号来实现控制，输出信号经过屏蔽热均衡罩及微调对准装置(15)处理后，送到 NI 端子板或屏蔽接头(16)，最后通过计算机(17)进行相关的信号处理。

10.如权利要求 9 所述的一种复合光谱测量方法的光谱检测仪器，其特征是所述的入射单元分立光源的入射光路通道与连续光源通道一样也经过 AOTF 晶体(4)进行选择分光。

11. 如权利要求 9 所述的一种复合光谱测量方法的光谱检测仪器，其特征是无创测定仪探测头(1)的接收光路由接收光纤(11)或(19)和(20)直接与可调放大倍数的光电转换及其处理电路(18)相连，经过屏蔽热均衡罩及微调对准装置(15)处理后，送到 NI 端子板或屏蔽接头(16)，最后通过计算机(17)进行相关的信号处理。

12. 如权利要求 9 所述的一种复合光谱测量方法的光谱检测仪器，其特征是探测头(1)中，连续光源和分立光源位于同一位置分布：探测头中心位置是分立光源传输光纤(6)和连续光源入射光纤(2)，探测头外环是接收光纤(11)；这种布局方案，有效地集中了入射光强，同时也排除了大部分未经过深层组织散射而只由表皮反射回来的杂散光的接收。

13. 如权利要求 9 所述的一种复合光谱测量方法的光谱检测仪器，其特征是探测头(1)中，其中连续光源和分立光源位于不同位置：探测头的中心是分立光源传输光纤(6)，内环是内接收光纤(19)，外环是外接收光纤(20)，中环是连续光源传输光纤(2)；这种布局方案充分利用了分立光源的光强强度，采用分散的入射光照射受照部

位，并选用了内、外两路接受光纤接受组织的满反射光，大幅度地提高了可获得生物信号的强度。

14. 如权利要求 9 所述的一种复合光谱测量方法的光谱检测仪器，其特征是无创检测仪器装置的入射单元（1a）中分立光源 LD 与光纤耦合，其中 LD 分立光源（9）与分立光源入射光纤（6）耦合采用会聚透镜（8a）和会聚透镜（8b）。

15. 如权利要求 9 所述的一种复合光谱测量方法的光谱检测仪器，其特征是分立光源 LD 在血糖测量中可以选用波长为 980nm，1310nm，1550nm，1610nm，1650nm。

说明书

复合光谱测量方法及其光谱检测仪器

技术领域

本发明涉及一种测量方法及装置，特别涉及一种利用复合光源实现复合光谱测量的方法及仪器。

背景技术

对物质内特别是人体组织内某种成分含量进行无创伤测量在临床医学上有着重要的意义，特别是人体血液中血糖浓度的无创伤测量对糖尿病的诊治有着决定的作用。目前，日本、美国和西德等一些国家的研究机构已有一些相关的无创伤测量仪器问世。这些无创伤的测量仪器多采用近红外光谱测量方法，即利用物质内特别是人体组织内各种成分对近红外光的吸收系数不同的特性，并根据检测到的吸收光谱推导出某一种或某几种待测成分的浓度。如美国专利 5348003 中介绍了利用连续光谱无创伤检测物质内多种成分浓度的方法和仪器；美国专利 5028787 中介绍了利用连续光谱无创伤检测血糖浓度的方法及仪器；日本实用新案登录的第 2588468 号介绍了单独使用一个波长为 $1.4\sim 1.8\mu\text{m}$ 的 LED 作为光源进行无创检测；日本特许公报平 2—18851 中介绍了利用单波长激光进行化学成分分析的装置。这些无创检测方法或仪器都分别选用连续光源或分立光源产生近红外光谱，而没有一种仪器使用由连续光源和分立光源组成的复合光源来产生近红外光谱。

由于物质内特别是人体内各种成分的吸收波段存在普遍的重叠特性，如果使用单一波长的分立光源进行成分检测，则只能获得单一波长下重叠的生物信息，而其他波长下的生物信息就很难被测得，所以要获得可靠的定量无创检测系统就必须在很宽的光谱范围内实现高灵敏度、高精度、高准确度，而不能在单一或特定频率的分立光谱下进行测量，即首先需要多波长的测量光谱，然后通过计量化学建模方法，将感兴趣的成分的浓度计算出来，而这一多波长下光谱的测量通常使用连续光源如卤素灯加上分光系统，或波长可调激光器，或多个分立波长 LD 或干涉滤光片来实现。由于 LD 数量较少，不是每个波长都有相应的产品，而滤光片固定波长，且为了满足多波长的要求需要使用大量的滤光片而使系统造价较高，故多采用连续光源的方法。考虑到即使连续光源在经过分光系统后，也大多存在着波长范围限制，同时又考虑到物质内多种非待测成分对光谱的强烈吸收（如血糖浓度测量中，水对近

红外光有大量的吸收)，或是由于连续光源光谱本身的能量较低，不能提供足够强度的近红外光谱进行测量，特别是连续光源的光谱中可能缺少对人体组织内待测成分敏感的某些近红外谱线，这些因素都显著地削弱了吸收光谱中携带的待测成分含量（如血糖浓度）的信息，并直接影响了定量检测系统的精度、可靠性以及信噪比，所以在连续光源的基础上引入一个或几个分立光源组成复合光源，利用不同光源测得的光谱的复合，采用高精度的复合光谱实现无创测量的方法是必要的。

当前无创检测仪不能达到临床精度要求，主要是由于检测系统中难以同时实现多个波长与在各个波长下的高能量。而采用复合光源构成的复合光谱可同时实现多波长和高能量，从而提高定量无创检测系统信噪比，实现浓度的无创检测。

发明内容

本发明的目的是提供一种复合光源光谱测量方法及仪器，以复合光源光谱测量方法为特征的成分浓度测量方法及仪器，特别是可进行人体组织内的某种成分含量（如血糖浓度）无创伤检测的仪器。

考虑到物质内特别是人体组织内各种成分对近红外光的吸收波段存在复杂的重叠特性，所以首先选用具有宽波长连续光谱的连续光源进行无创伤检测。在连续光源光谱的某些波段，测量光谱由于物质内特别是人体组织内各种成分的吸收较强（如血糖浓度测量中，水对近红外光的有大量的吸收），或是由于连续光源光谱本身的能量较低，不能提供足够强度的近红外光谱进行测量，特别是连续光源的光谱中可能缺少对人体组织内待测成分敏感的某些近红外谱线，这些因素都显著地削弱了吸收光谱中携带的待测成分含量（如血糖浓度）的信息，并直接影响了定量检测系统的精度以及可靠性，所以，在连续光源光谱内或光谱外的待测成分敏感的近红外光谱区，我们适当地加入一个或几个分立光源作为连续光源的补充。

本发明是这样实现的：

他是由入射单元、探测头、接收单元及数据处理单元实现的。其中入射单元中主要包括了本发明的光源部分；探测头主要包括了本发明的光学采样部分；接收单元主要包括了本发明的光谱复合方法；数据处理单元主要是通过由接收单元获得的复合光谱实施数学运算，从而得出某种待测成分如血糖的浓度。

入射单元主要包括用以产生光谱的光源部分，以及为光路传输而设置的

光路配套设备等。其中复合光源为连续光源和分立光源组成。

主要是由连续光源及其分光系统与至少一个单一波长的分立光源如 LD 等组成，或与至少一个窄带连续光源如 LED 等组成，或与至少一个单一波长的分立光源加上至少一个窄带连续光源如 LD 加上 LED 等组成。

目前产生近红外连续光谱的仪器通常包括傅立叶变换近红外光谱仪器、光栅扫描型近红外光谱仪器、声光可调滤光器近红外光谱仪器等。傅立叶变换近红外光谱仪器能同时测量、记录所有波长的信号，具有很高的信噪比和分辨率，同时系统的稳定性较好，但其价格昂贵，结构复杂，对仪器的使用和放置环境也有较高的要求，多在实验室内应用。光栅扫描型近红外光谱仪器可以实现全波长扫描，分辨率也较高，并且仪器的价位也适中，但其产生波长的精度、波长范围、重现性和抗震性都有某些不足。声光可调滤光器近红外光谱仪器通过声光可调滤光器 AOTF 作为分光系统，波长的切换快，重现性好，具有很大的灵活性，但它输出的光谱能量偏低。在本发明中，我们采用了声光可调滤光器近红外光谱仪器作为连续光源，同时为了弥补由于其输出的光谱能量偏低而影响到系统的信噪比，我们又添加了分立光源组作为补充光源。这样构成的设备性能好、造价低，且使用环境不受约束。

具体测量中，可以选用声光可调滤光器近红外光谱仪器作为连续光源，分立光源采用可以选择和控制波长的可控光源。

分立光源通常选为发光二极管 LED、或二极管激光器 LD、以及可调半导体激光器等。本发明中采用一个或数个二极管激光器 LD 作为分立光源。LD 的单色性好，光能量相对集中。采用一个或数个 LD 光谱对人体组织内某种成分含量进行无创检测可以准确地获得相关波长下的生物信息。

在这种由连续光源和分立光源组成的复合光源光谱测量方法中，我们可以设定连续光源和分立光源均由 AOTF 选择分光后，再通过光纤等配套设备照射到受测皮肤上；也可以设定连续光源由 AOTF 分光，分立光源 LD 由空间斩波器控制，再通过光纤等配套设备同时或分别照射到受测皮肤上。其中连续光源的波长范围可以为 $0.8\sim 2.5\mu\text{m}$ 内任意波段的光谱，分立光源波长可以选为连续光源波长范围内或连续光源波长范围以外的若干特性波长。在连续光源的光谱和分立光源的光谱的重叠部分，可以设定测量光谱使用两种光谱的叠加光谱，也可以设定测量光谱只为分立光谱。

对于复合光源的切换，可以采用由 AOTF 控制或不由 AOTF 控制的光路切换或是电路切换。其中光路切换可以选用电信号控制电子快门实现光路的

切换；电路切换可以选用空间斩波器实现切换或者采用计算机选择控制切换。

本发明的光学采样在探测头部分实现。在这种无创检测仪器探测头的设计中，可以采用连续光源和分立光源位于同一位置，并根据光源各自的光强而决定光程的布局方式，也可以采用连续光源和分立光源位于不同位置，并根据光源的光强而决定光程的布局方式。

本发明的光谱复合方法在接收单元中实现，主要包括连续光谱和分立光谱重叠叠加和不重叠叠加两种方案。其中连续光谱和分立光谱重叠叠加是指两路光谱在波长重叠区域叠加进行测量；不重叠叠加是指两路光谱在波长的重叠区域选择某一路光谱或是两路光谱不叠加而分别进行测量。

本发明的光谱复合方法在采样时序上的控制可以分为两种，一种是连续光谱和分立光谱分别独立进行测量，即先测量连续光谱，再测量分立光谱，或先测量分立光谱再测量连续光谱；一种是连续光谱和分立光谱交叉进行测量，即连续光谱和分立光谱按照光谱波长的排序交叉进行测量。

本发明的光谱复合方法在实际运行中可以采用如下的四种测量方案：第一，连续光源和分立光源都经过 AOTF 分光。（图 9 就是这种测量方案的一种实施例）在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始特殊的工作状态（改变其正常工作条件下的采样周期为特殊的采样周期），使组合光谱同时叠加通过，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的不同放大倍数的光电转换及其处理电路，之后再恢复 AOTF 的正常工作状态（即恢复其正常工作条件下的采样周期）。为了消除热噪声及方便微调对准，在相应的光电转换及其处理电路外都设置了屏蔽热均衡罩及微调对准装置 15。本发明中光电转换及其处理电路可以选择不同放大倍数的光电转换及其处理电路 13、14、18。第二，连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达测头。（图 10 就是这种测量方案的一种实施例）在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始特殊的工作状态，使组合光谱同时叠加通过，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的光电转换及其处理电路 13、14、18，之后再恢复 AOTF 的正常工作状态。第三，连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达测头。（图 10 就是这种测量方案的一种实施例）在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始，使组合光谱中的分立光谱通过，阻断连续光谱通过，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选

择并启动相应的光电转换及其处理电路 13、14、18，之后再恢复 AOTF 的正常工作状态。第四，连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达测头。（图 11 就是这种测量方案的一种实施例）在每个测量周期内，AOTF 控制的连选光源首先开始工作，在其结束一个周期的工作时，由 D/A 转换卡控制每个分立光源开始工作，同时通知微机并由微机给出一个控制信号使其选择并启动相应的光电转换及其处理电路 13、14、18。

本发明在使用高信噪比复合光谱进行多变量数学处理时，为了得到高精度浓度的测量结果可以采用主成分回归（即 PCR）法和偏最小二乘（即 PLS）等方法进行数据处理。

利用这种由连续光源和分立光源共同组成的复合光源进行光谱测量的方法，提高了入射的近红外光光强，有目的地增加并增强了物质内特别是人体组织内携有待测成分信息的特定波长的输出光强，实现在全波长下的高精度光谱检测，从而大幅度地综合提高系统检测成分浓度的精度。

采用这种复合光源光谱测量方法，一方面增加了携带人体组织内待测成分信息的光谱检测点，另一方面在特定波长上增强了携带人体组织内待测成分信息的近红外光强。

这种复合光源的光谱测量方法增加或增强了含有人体组织内待测成分信息的波长的输出光强，实现了全波长检测，从而大幅度地提高检测系统的信噪比。

附图说明

图 1 无创检测仪器装置实施例。

图 2 无创检测仪器装置入射单元实施例一。

图 3 无创检测仪器装置入射单元实施例二。

图 4 无创检测仪器装置接收单元实施例一。

图 5 无创检测仪器装置接收单元实施例二。

图 6 无创检测仪器装置光纤探测头结构实施例一。

图 7 无创检测仪器装置光纤探测头结构实施例二。

图 8 无创检测仪器装置分立光源 LD 与光纤耦合的具体实施例。

图 9 连续光源和分立光源 LD 都经过 AOTF 分光照射到受测部位时信号的采集流程图。

图 10 分立光源 LD 不经过 AOTF 分光并与连续光源共同照射到受测部位时信号的采集流程图。

图 11 分立光源 LD 不经过 AOTF 分光并与连续光源分别照射到被测部位时信号的采集流程图。

具体实施方式

根据上述的复合光源光谱测量方法，我们研制了如下的人体组织内某种成分含量（如血液中血糖浓度）的无创检测仪，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的描述：

图 1 所示，无创检测仪器装置由入射单元 1a、探测头 1、接收单元 1b 和数据处理单元 1c 四个模块组成。其中的入射单元可选择图 2、图 3 中的任一种方案，接收单元可选择图 4、图 5 中的任一种方案，即入射单元和接收单元可以任意组合。其数据处理单元实现对接收单元中获得的复合光谱进行数学运算，从而得出某种待测成分如血糖的浓度。

图 2 给出了无创检测仪器装置的入射单元 1a 的一种实施例。无创测定仪探测头 1 的入射光路由连续光源入射光纤 2 和分立光源入射光纤 6 组成。连续光源 5 可以选用卤钨灯，并选用 AOTF 晶体 4 进行分光处理，连续光源光路配套设备 3a 包括光源温控处理装置、会聚透镜、光路通道、棱镜，连续光源光路配套设备 3b 包括偏振镜、会聚透镜等设备。分立光源 9 可以选用 1 个或几个波长的 LD 作为分立光源（如在血糖测量中可以选用波长为 980nm, 1310nm, 1550nm, 1610nm, 1650nm 五个 LD 作为分立光源），LD 的驱动电源 10 为恒流源，并选用会聚透镜组 8（如图 8 给出了用会聚透镜组实现光纤耦合的一种方式）实现 LD 和分立光源传输光纤 6 的耦合，同时设置了由空间斩波器 7a 控制 LD 选通挡板 7 作为 LD 光路的选通开关。

图 3 给出了无创检测仪器装置的入射单元 1a 的另一种实施例。这种实施方式与图 2 的实施方式基本上相似，只是分立光源的入射光路通道与连续光源通道一样也经过 AOTF 晶体 4 进行选择分光，而不采用图 2 中由空间斩波器 7a 控制选通挡板 7 进行分光的方式。

图 4 和图 5 是接收单元的实施例：

如图 4 所示，是无创检测仪器装置的接收单元 1b 的一种实施例。无创测定仪探测头 1 的接收光路由接收光纤 11 或 19 和 20 分别与光电转换及其处理电路 13 及光电转换及其处理电路 14 相连，之后控制器 12 是以微机选择光电转换及其处理电路 13 和光电转换及其处理电路 14 中相应通道的输出信号来实现控制，输出信号经过屏蔽热均衡罩及微调对准装置 15 处理后，送到 NI 端子板或屏蔽接头 16，最后通过计算机 17 进行相关的信号处理。

图 5 给出了无创检测仪器装置的接收单元 1b 的另一种实施例。所示无创测定仪探测头 1 的接收光路由接收光纤 11 或 19 和 20 直接与可调放大倍数光电转换及其处理电路 18 相连，其间不经过控制器 12，然后与图 4 相似，经过屏蔽热均衡罩及微调对准装置 15 处理后，送到 NI 端子板或屏蔽接头 16，最后通过计算机 17 进行相关的信号处理。

图 6 和图 7 是探测头的具体实施方式：

如图 6 所示：是无创检测仪器装置探测头 1 的一种实施例，其中连续光源和分立光源位于同一位置分布。探测头中心位置是分立光源传输光纤 6 和连续光源入射光纤 2，探测头外环是接收光纤 11。这种布局方案，有效地集中了入射光强，同时也排除了大部分未经过深层组织散射而只由表皮反射回来的杂散光的接收。

图 7 给出了无创检测仪器装置探测头 1 的另一种实施例，其中连续光源和分立光源位于不同位置。探测头的中心是分立光源传输光纤 6，内环是内接收光纤 19，外环是外接收光纤 20，中环是连续光源传输光纤 2。这种布局方案充分利用了分立光源的光强强度，采用分散的入射光照射受照部位，并选用了内、外两路接受光纤接受组织的漫反射光，大幅度地提高了可获得生物信号的强度。

图 8 给出了无创检测仪器装置的入射单元 1a 中分立光源 LD 与光纤耦合的一种实施例。其中 LD 分立光源 9 与分立光源入射光纤 6 耦合采用会聚透镜 8a 和会聚透镜 8b。采用这种耦合方式，可以实现入射光强最大限度的被接受光纤接受。

图 9、图 10、图 11 是几种具体的测量方法：

图 9 给出了无创检测仪器装置的一种处理方法。连续光源和分立光源 LD 都经过 AOTF 分光照射到受测部位时信号的采集流程图。连续光源和分立光源都经过 AOTF 分光，在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在其到达每个分立光源波长点（如到达第一个波长点 980nm）时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始特殊的工作状态，即给 AOTF 一个可调的延时周期 ΔT_1 ，使连续光谱和分立光谱同时叠加通过，同时由 D/A 转换卡给控制器 12 一个信号，使其启动相应的光电转换及其处理电路 13 或 14，在分立光源的波长点（如第一个波长点 980nm）采样结束后，再恢复 AOTF 的正常工作状态，并继续后续的采集过程。

图 10 给出了无创检测仪器装置的一种处理方法。连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达探测头，在每个测量周期内，AOTF 首先开始工作，在

其到达每个分立光源波长点（如到达第一个波长点 980nm）时，由 D/A 转换卡控制 AOTF 开始特殊的工作状态，即给 AOTF 一个可调的延时周期 ΔT_2 ；同时由 D/A 转换卡输出一个同步信号，触发空间斩波器 7a 打开相应的分立光源（如 980nm 的激光器）通道；同时由 D/A 转换卡给控制器 12 一个信号，使其启动相应的光电转换及其处理电路 13 或 14。在延时周期 ΔT_2 结束后，使组合光谱同时叠加通过（或是使复合光谱中的分立光谱通过，阻断连续光谱通过）并进行采样。在分立光源的波长点（如第一个波长点 980nm）采样结束后，由 D/A 转换卡给 AOTF 一个可调的延时周期 ΔT_3 ；并由 D/A 转换卡输出一个同步信号触发空间斩波器 7a 关闭相应的分立光源（如 980nm 的激光器）通道；同时由 D/A 转换卡给控制器 12 一个信号，使其启动相应的光电转换及其处理电路 13 或 14。在延时周期 ΔT_3 结束后，恢复 AOTF 的正常工作状态，并继续后续的采集过程。

图 11 给出了无创检测仪器装置的一种处理方法。连续光源经过 AOTF 分光，分立光源直接到达探测头。在每个测量周期内，AOTF 控制的连选光源首先开始工作，并由 D/A 转换卡输出一个信号触发控制器 12 来选择控制光电转换及其处理电路 13 或 14；在 AOTF 结束一个周期的工作时，由 D/A 转换卡输出一个信号关闭 AOTF（或是给其一个延时周期 ΔT_4 ）；同时由 D/A 转换卡输出一个同步信号，触发控制空间斩波器 7a 打开相应的分立光源（如 980nm 的激光器）通道；并由 D/A 转换卡输出一个信号给控制器 12 来选择控制光电转换及其处理电路 13 或 14。使其在每个分立光源开始工作的同时启动相应的光电转换及其处理电路 13 或 14。在分立光源的波长点（如第一个波长点 980nm）采样结束后，由 D/A 转换卡输出一个同步信号触发空间斩波器 7a 关闭相应的分立光源（如 980nm 的激光器）通道并打开下一个波长点分立光源（如 1310nm 的激光器）的通道；同时由 D/A 转换卡给控制器 12 一个信号，使其启动相应的光电转换及其处理电路 13 或 14，在全部的分立光源都测量结束后，恢复 AOTF（或其可调延时周期 ΔT_4 结束后）开始下一个工作周期，同时由 D/A 转换卡给控制器 12 一个信号，使其启动相应的光电转换及其处理电路 13 或 14。

说明书附图

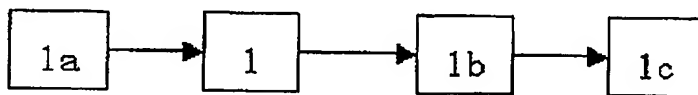


图 1

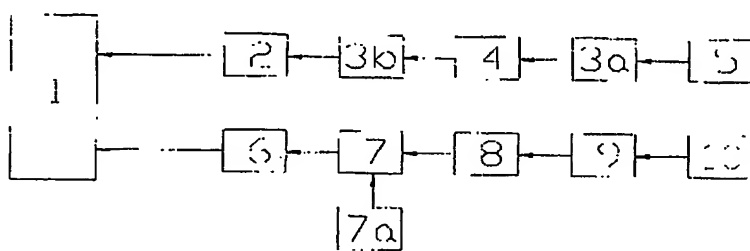


图 2

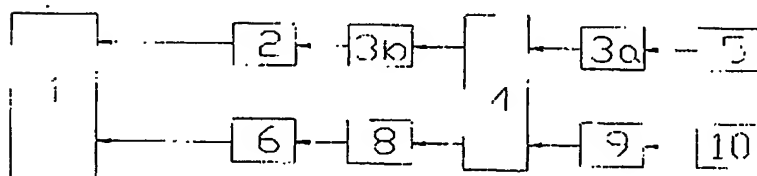


图 3

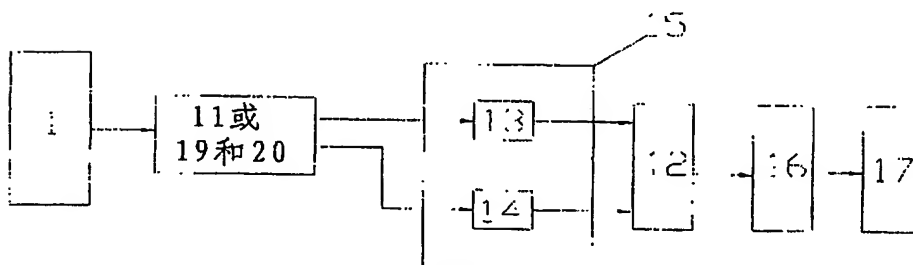


图 4

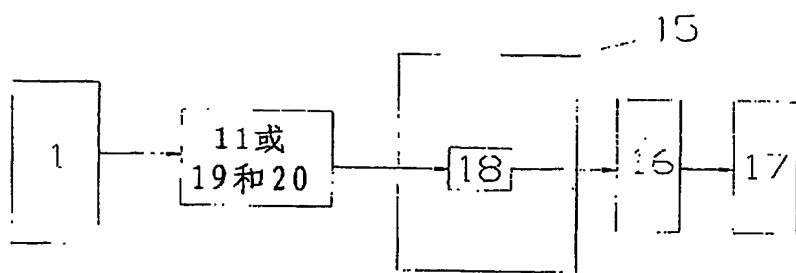


图 5

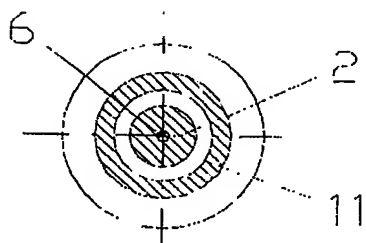


图 6

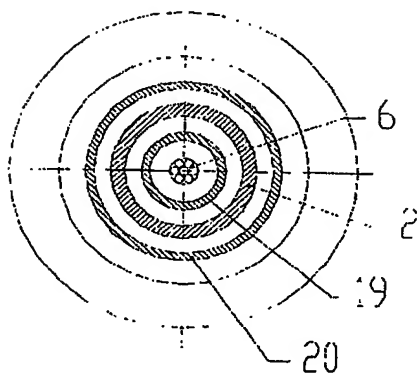


图 7

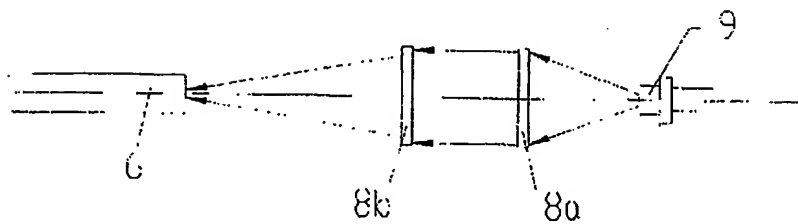
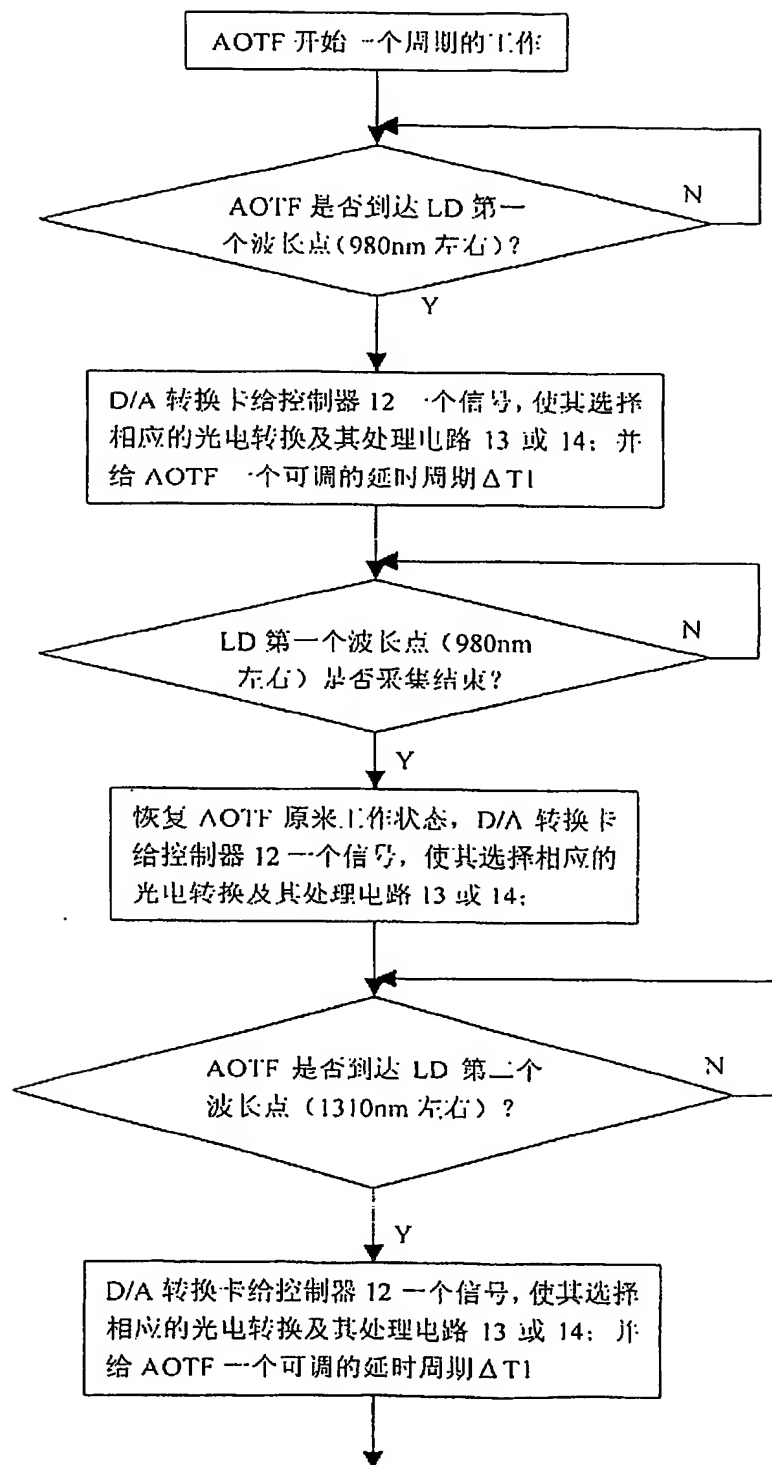
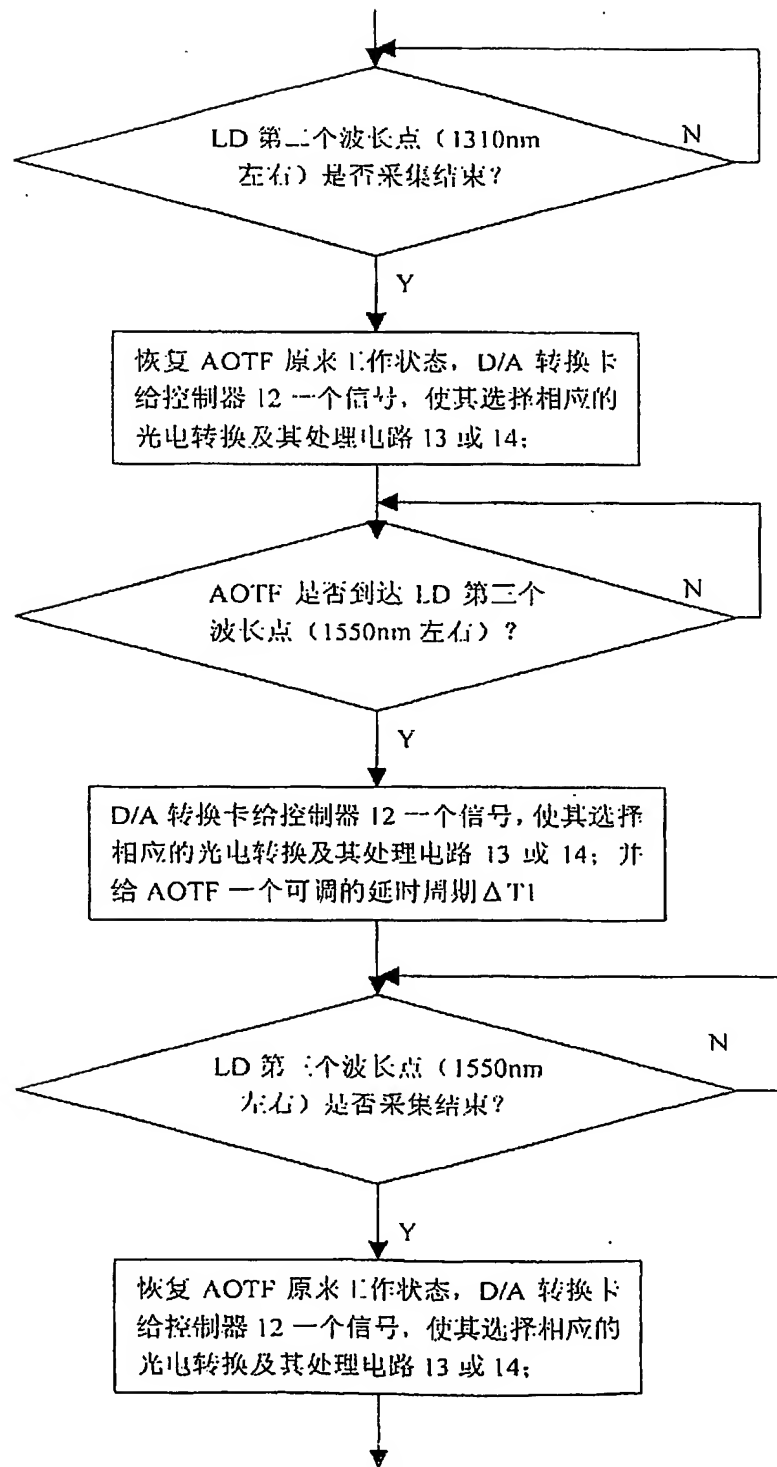
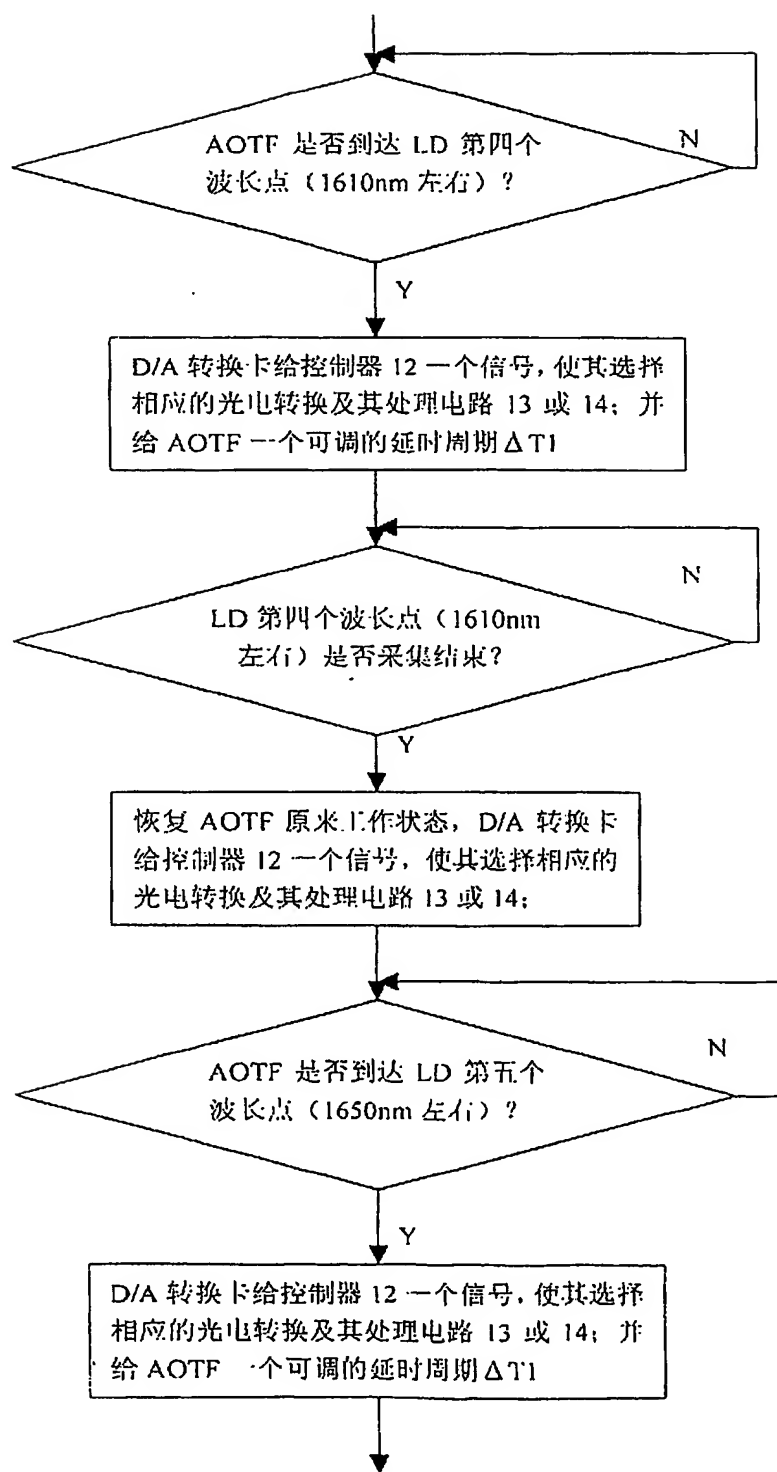


图 8







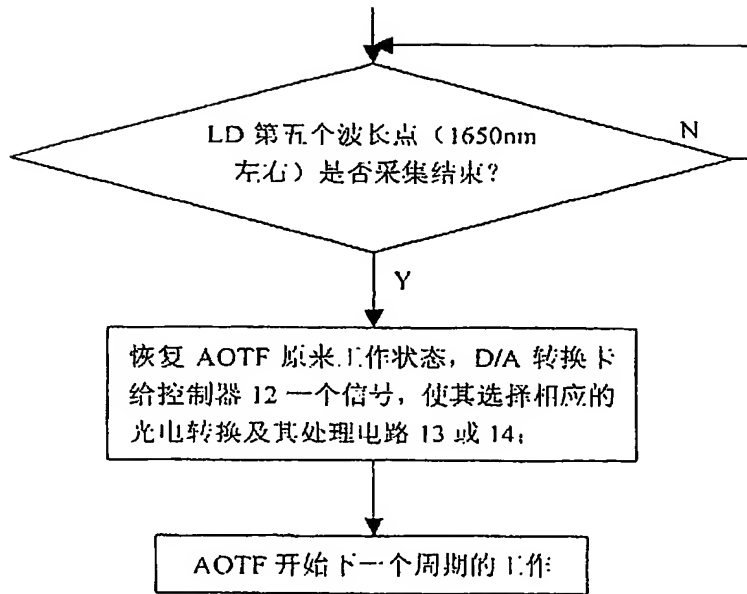
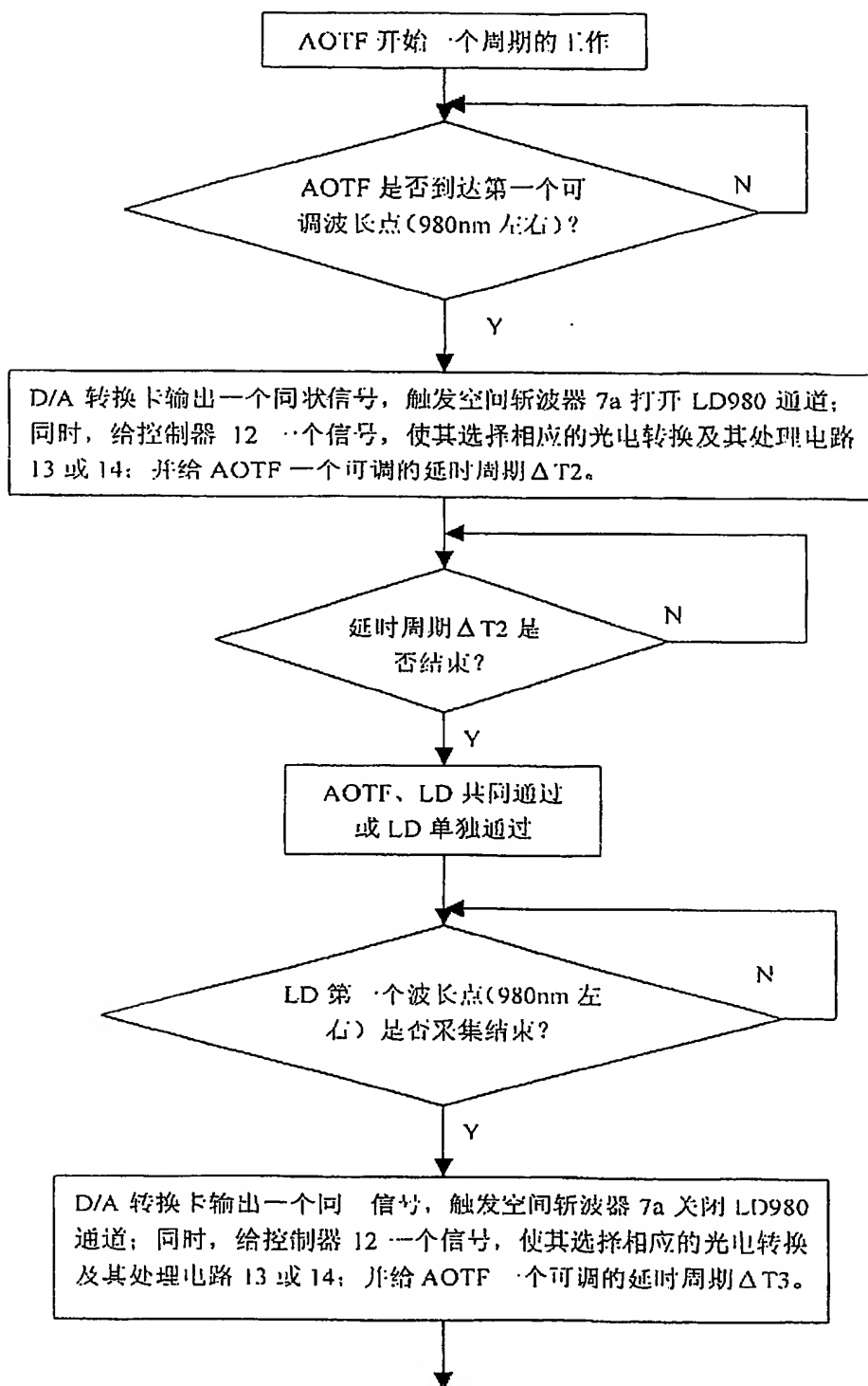
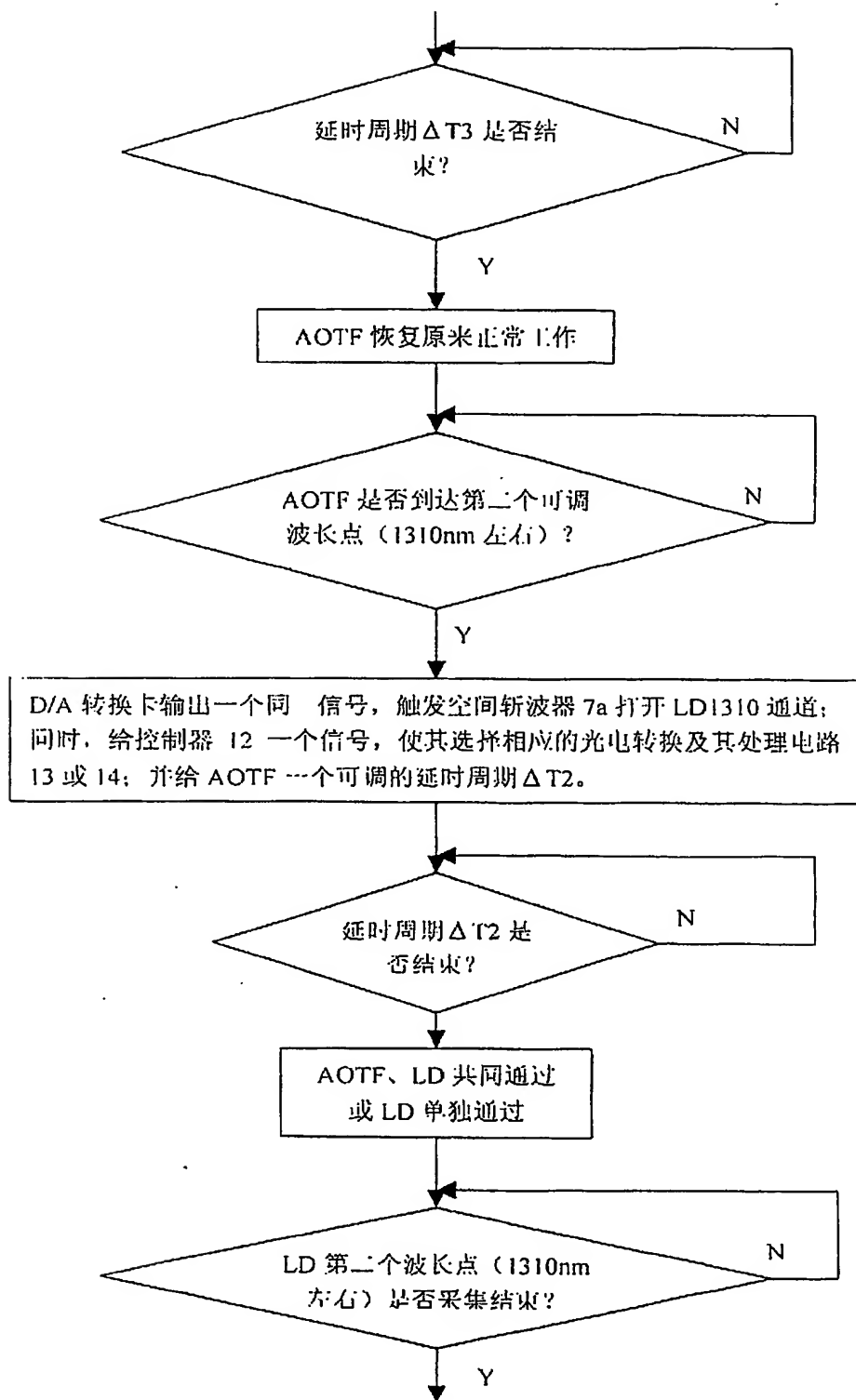
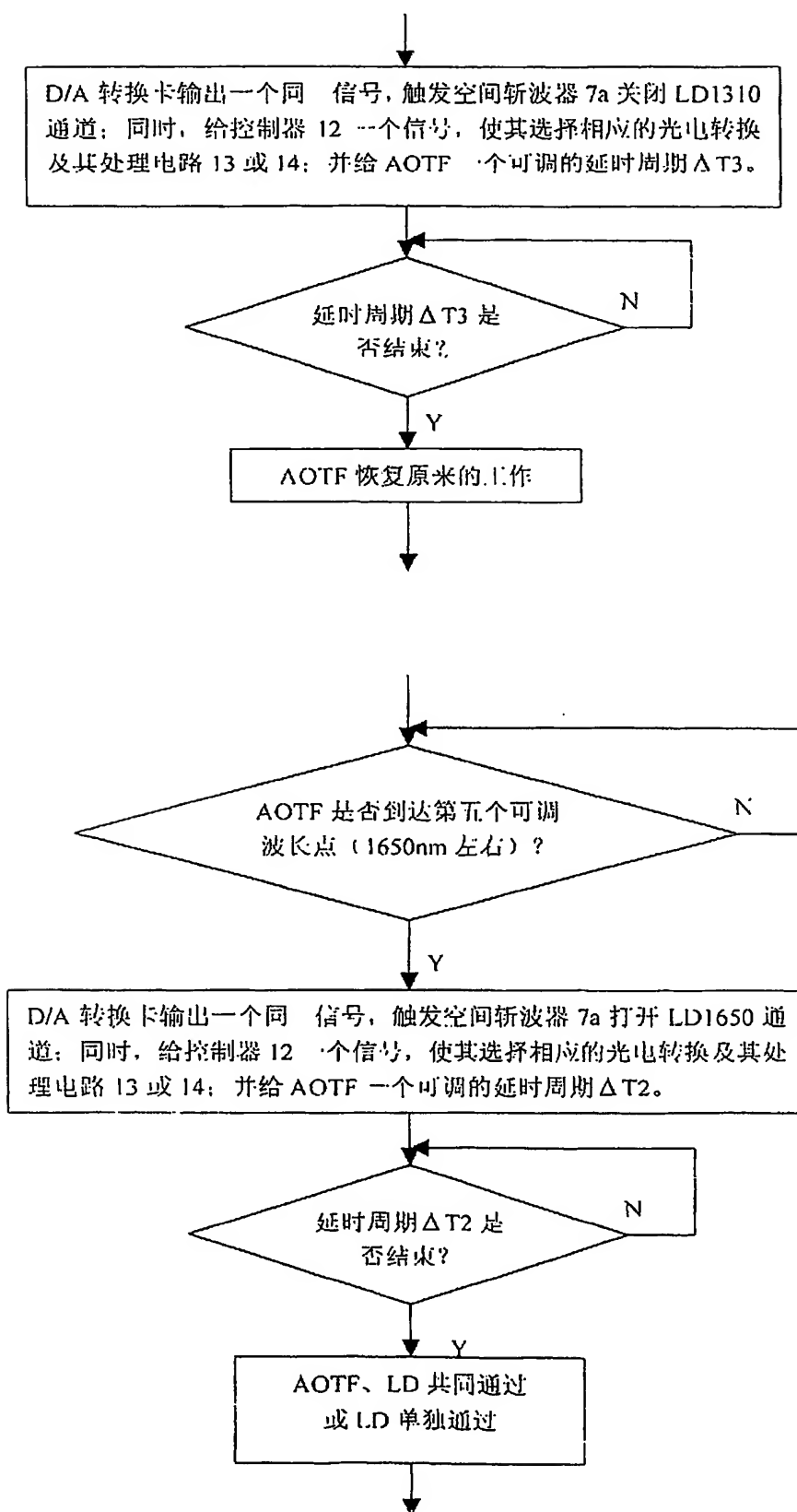


图 9







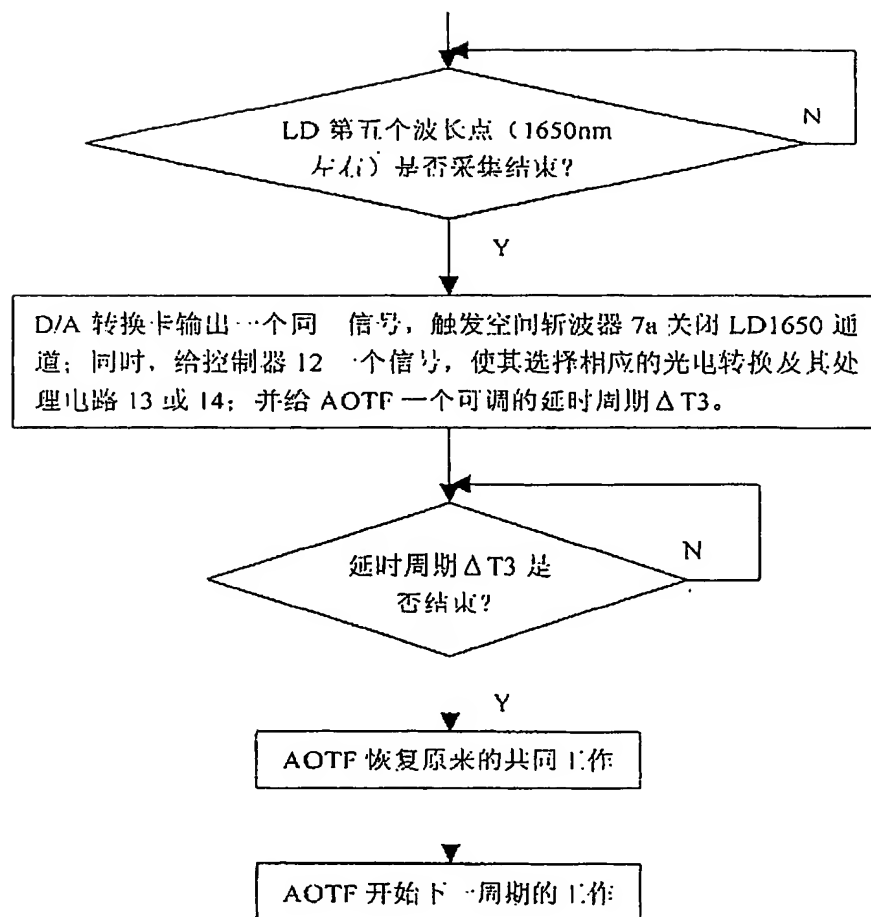
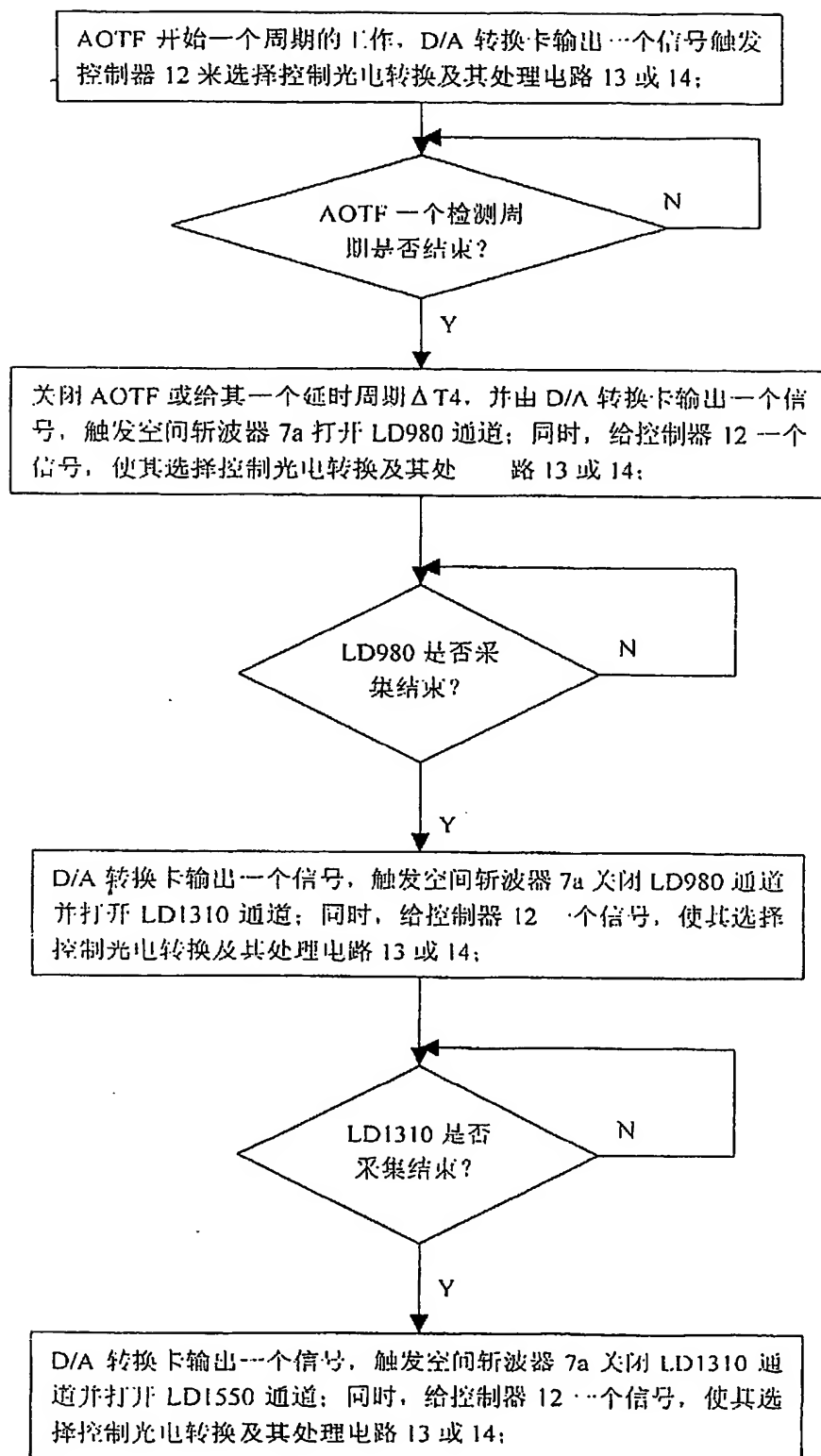


图 10



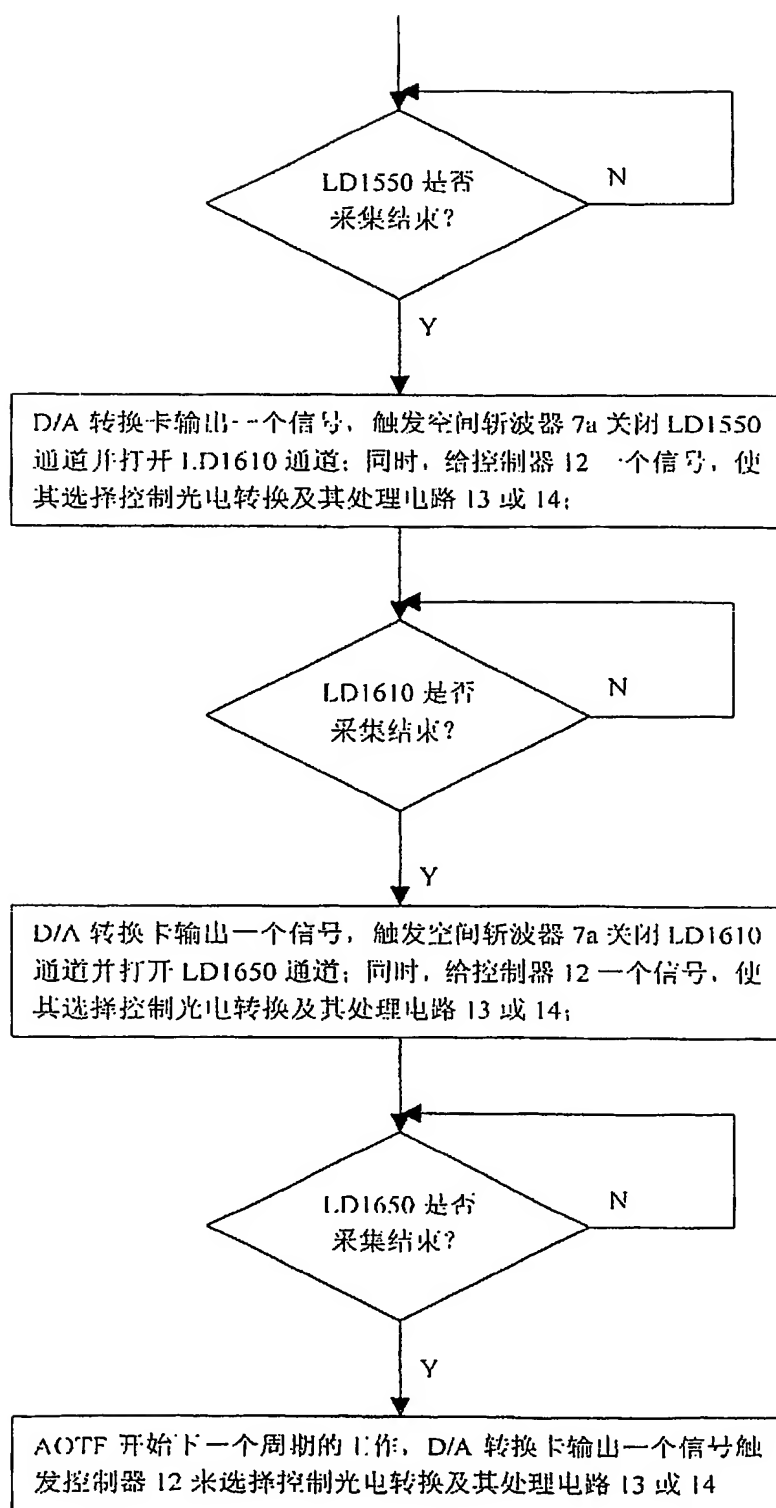


图 11

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.